Biomechaniczne przyczyny powstania zaburzeń zrostu po stabilizacji złamania trzonów kości przedramienia – analiza *in silico* – opis przypadku

Biomechanical Causes of Fracture Non-union after Diaphyseal Forearm Fracture Fixation: an *in Silico* Analysis. Case Study

Jacek Lorkowski^{1(A,B,C,D,E,F,G)}, Tomasz Kuczek^{2(A,B,C,D,E,F,G)}, Ireneusz Kotela^{1(B,C,D,E,F,G)}

¹ Klinika Ortopedii i Traumatologii Centralnego Szpitala Klinicznego MSW w Warszawie, Polska
 ² Instytut Pojazdów Szynowych Wydział Mechaniczny Politechniki Krakowskiej, Polska
 ¹ Clinical Department of Orthopaedics and Traumatology, Central Clinical Hospital of the Ministry of Interior in Warsaw, Poland
 ² Institute of Rail Vehicles, Faculty of Mechanical Engineering, Cracow University of Technology, Poland

STRESZCZENIE

Zaburzenia zrostu trzonów kości przedramienia nadal stanowią, w części przypadków, poważny problem kliniczny. Celem pracy jest ocena biomechanicznych przyczyn zaburzenia zrostu u chorego ze złamaniem trzonów kości przedramienia stabilizowanych płytami LCP. W pracy przedstawiono przypadek 35-letniego chorego, u którego doszło do zaburzeń zrostu w wyniku destabilizacji zespolenia. Analizę przypadku przeprowadzono z zastosowaniem analizy *in silico* usuniętego zespolenia.

Podsumowanie. Podsumowując, uważamy że omawiany przypadek potwierdza ograniczenia w stosowaniu płyt rekonstrukcyjnych LCP u osób ze znacznie rozwiniętą muskulaturą ciała, nawet w przypadku restabilizacji, gdy koniecznym wydaje się dokładne dopasowanie płyty do osi kości. Możliwym, ale jak widać w opisywanym przypadku niepewnym sposobem uniknięcia powikłań jest stosowanie ortezy najpierw blokującej, a następnie ograniczającej ruchy nawracania w okresie doleczania złamania.

Słowa kluczowe: złamanie kości, przedramię, staw rzekomy, metoda elementów skończonych, analiza numeryczna

SUMMARY

Non-union of forearm bone shaft fractures remains, in some cases, a major clinical problem. The aim of this study was to assess the biomechanical causes of non-union in a patient with diaphyseal forearm fractures fixated with LCP plates. The paper describes the case of a 35-year-old male who developed a non-union as a result of destabilisation of the fixation. The case was analysed with an *in silico* analysis of the removed fixation device.

Conclusion. To sum up, we believe that the case described in this paper confirms the limitations to the use of LCP reconstruction plates in patients with well-developed musculature, even in the case of repeat fixation, when good adjustment of the plate well to the axis of the bone appears necessary. It is possible to use an orthosis, first a locking one and then one that limits pronation during further treatment of a partially healed fracture, but, as this case shows, it is not a fully reliable method of preventing complications.

Key words: bone fracture, forearm, pseudoarthrosis, finite element analysis, numerical analysis

WSTĘP

Złamania trzonów kości przedramienia, jako czynnościowo złamania śródstawowe (zespół stawów promieniowo-łokciowy bliższy i promieniowo-łokciowy dalszy), standardowo u osób dorosłych leczy się operacyjnie [1]. Jedną z powszechnie, w chwili obecnej, przyjętych metod stabilizacji jest zespolenie płytkowe z zastosowaniem płyt LCP [2].

Celem pracy jest ocena biomechanicznych przyczyn zaburzenia zrostu u chorego ze złamaniem trzonów kości przedramienia stabilizowanych płytami LCP.

Opis przypadku

Pacjent R.K. lat 35, o budowie hyperstenicznej, z istniejącym wcześniej, zgodnie z wywiadem, zaburzeniem stosunków anatomicznych w części dystalnej przedramienia, w tym z dyskongruencja w stawie promieniowo-nadgarstkowym, został przyjęty do Kliniki w sierpniu 2014 z powodu uszkodzenia implantu i destabilizacji zespolenia złamania trzonów kości przedramienia wykonanego w lipcu 2014 poza naszym ośrodkiem (Ryc. 1). Wykonano restabilizacje zespolenia, z zastosowaniem płyt LCP (Ryc. 2). Kończyne unieruchomiono w opatrunku gipsowym na okres 3 tygodni (łuska gipsowa ramienno-przedramienna), a następnie zaopatrzono ortezą z zachowaną ruchomościa stawu łokciowego i zniesieniem ruchów pronacyjno-supinacyjnych. U chorego wdrożono ostrożne leczenie rehabilitacyjne, pod opieką doświadczonego zespołu rehabilitacyjnego. Po 6 tygodniach stwierdzono ponowne uszkodzenie implantu (Ryc. 3). Chory nie wyrażał zgody na ponowne lecenie operacyj-

BACKGROUND

Diaphyseal forearm fractures are functionally classified among intraarticular fractures (they occur in the proximal and distal radioulnar joint complex) and standard treatment of these fractures in adult patients is surgery [1]. One common method for treating these fractures nowadays is by LCP plate fixation [2].

The aim of this study was to assess the biomechanical causes of fracture non-union in a patient with diaphyseal forearm fractures fixated with LCP plates.

Case presentation

The patient, R.K., a 35-year-old hypersthenic male whose medical history revealed pre-existing anatomic abnormalities of the distal forearm, including radiocarpal joint discongruence, was admitted to the Department in August 2014 due to implant damage and destabilisation of the fixation of a diaphyseal forearm fracture which had been fixated in July 2014 outside our centre (Fig. 1). The patient underwent repeat fixation of the fracture with LCP plates (Fig 2). The limb was immobilised in a plaster cast for 3 weeks (plaster splint for the arm and forearm) and then an orthosis was used with preserved elbow mobility and elimination of pronation and supination. The patient underwent careful rehabilitation supervised by an experienced rehabilitation team. Implant damage was seen again after 6 weeks (Fig. 3). The patient did not agree to repeat surgery. At the same time, he was diagnosed with a tendency towards fracture non-union. History revealed previous temporary use of steroids



Ryc. 1. Obraz radiologiczny przedramienia po destabilizacji pierwotnego zespolenia złamania stabilizowanego płytami LCP Fig. 1. Radiographic appearance of the forearm after destabilisation of primary fracture fixation with LCP plates

ne. Jednocześnie stwierdzono u niego tendendencję do powstania zaburzeń zrostu. Z wywiadu zebranego od chorego wynikało wcześniejsze okresowe stosowanie sterydów i przewlekły nikotynizm. U pacjenta stwierdzono znacznie obniżony poziom witaminy D we krwi (10,8 ng/ml). Rozpoczęto suplementację witaminy D i wapnia, uzyskując w kolejnych badaniach normalizację jej poziomu. Chory nie wyrażał zgody na restabilizację złamania pomimo pogłębiania się zagięcia osiowego kości promieniowej oraz zaburzeń anatomii w obrębie stawu promieniowoand chronic tobacco use. The patient was diagnosed with a markedly decreased level of vitamin D in the blood (10.8 ng/ml). Vitamin D and calcium supplementation was introduced, resulting in normal vitamin D levels in subsequent tests. The patient did not agree to undergo another procedure of fracture fixation despite increasing axial curvature of the radius, anatomical disturbances in the distal radioulnar joint and radiocarpal joint, and non-union within the ulna. After several months, the patient agreed only to the administration of multi-potent marrow cells and this



Ryc. 2. Obraz radiologiczny przedramienia po pierwszej restabilizacji złamania kości przedramienia Fig. 2. Radiographic appearance of the forearm after first repeat fixation of forearm bone fracture



Ryc. 3. Obraz radiologiczny przedramienia około 6 tygodni po pierwszej restabilizacji złamania kości przedramienia Fig. 3. Radiographic appearance of the forearm at approximately 6 weeks after first repeat fixation of forearm bone fracture

łokciowego dalszego i promieniowo nadgarstkowego i braku zrostu w obrębie kości łokciowej. Po okresie kilku miesiecy, uzyskano zgode tylko na podanie komórek multipotencjalinych szpiku, co po udrożnieniu jamy szpikowej wykonano (kwiecień 2015). Nadal nie uzyskano zrostu, zaś następowało dalsze pogłębianie zagięcia osiowego kości promieniowej i dysfunkcji przedramienia oraz zespołu stawów promieniowo-łokciowego dalszego i bliższego i stawu promieniowo-nadgarstkowego. Około półtora roku od pierwotnego zabiegu operacyjnego doszło do zrostu kości promieniowej w ustawieniu patologicznym, przy braku zrostu kości łokciowej (Rvc. 4). W marcu 2016 uzyskano zgodę chorego na powtórną restabilizacje, co wykonano (powtórna stabilizacja, po osteotomii trzonu kości promieniowej i udrożnieniu jamy szpikowej, dodatkowo zabieg Judeta oraz zaimplantowanie przeszczepów autogennych) (Ryc. 5). Jednocześnie pobrano do analizy zagiętą płytę rekonstrukcyjna LCP, usunieta z kości promieniowej.

Analiza z zastosowaniem MES (metody elementów skończonych)

Trójwymiarowy model CAD wykonano w systemie CATIA V5 na podstawie rzeczywistego, odkształconego elementu (Ryc. 6a,6b) z wprowadzeniem niewielkich uproszczeń celem zwiększenia szybkości obliczeń. Do przeprowadzenia analizy MES badanej płyty rekonstrukcyjnej LCP wykorzystano program ANSYS Workbench® 14.5 [3]. Do obliczeń numerycznych przyjęto, że płyta jest wykonana ze stali nie-

procedure was performed once the medullary cavity was cleared (April 2015). Bone union was still not achieved while axial curvature of the radius and dysfunction of the forearm, the distal and proximal radioulnar joint complex, and the radiocarpal joint were constantly increasing. Approximately a year and a half after the primary surgery the radial bone fracture healed in a pathological position; the ulnar fracture still did not heal (Fig. 4). In March 2016, the patient agreed to undergo another repeat fracture fixation, which was then performed (repeat fixation after osteotomy of the radial shaft and clearing of the medullary cavity: in addition, a Judet's procedure and autogenic transplantation were performed) (Fig. 5). During this procedure the bent LCP reconstruction plate was removed from the radius and taken for analysis.

FEA (finite element analysis) assessment

A three-dimensional CAD model was prepared in the CATIA V5 system on the basis of a real-world deformed object (Fig. 6a, 6b), with slight simplifications serving to achieve a higher computation speed. A finite element analysis (FEA) of the LCP reconstruction plate utilised the ANSYS Workbench® 14.5 software [3]. Numerical calculations assumed that the plate was made of stainless steel with the follow-



Ryc. 4. Obraz radiologiczny przedramienia około 1,5 roku po pierwszej restabilizacji złamania kości przedramienia, zrost kości promieniowej w ustawieniu patologicznym, brak zrostu kości łokciowej

Fig. 4. Radiographic appearance of the forearm at approximately 1.5 years after first repeat fixation of forearm bone fracture; the image shows bone union of the radius in pathological position and ulnar non-union



Ryc. 5. Obraz radiologiczny przedramienia po powtórnej restabilizacji złamania kości przedramienia Fig. 5. Radiographic appearance of the forearm after another repeat fixation of forearm bone fracture



Ryc. 6a, 6b. Rzeczywisty, odkształcony obraz płyty LCP użytej do pierwszego zabiegu restabilizacji kości promieniowej Fig. 6a, 6b. Actual deformed appearance of LCP plate used for first repeat fixation of forearm bone fracture

rdzewnej o parametrach: Modul Younga E=1,93E+11 Pa, liczba Poissona v= 0.31, granica plastyczności Rp=2,1E+8Pa [4]. Przygotowany model MES płyty LCP składał się z 20-węzłowych nieliniowych elementów skończonych 3D (15526 elementów) (Ryc. 7). Rzeczywiste ugięcie płytki wynosiło 16 mm (Ryc. 6b). Celem analizy było zatem wyznaczenie siły, przy której takie ugięcie wystąpi. Wykonano model in silico dla 3 różnych przypadków, z których każdy analizowano kilkakrotnie. Dokładniej, w pierwszym modelu analizowano działanie siły prostopadle do płaszczyzny płytki (kierunek dołokciowy), w drugim zaś pod kątem 45 stopni w stosunku do płaszczyzny płytki w kierunku zbliżonym do wektora sił generowanego przez mięśnie grupy przedniej przedramienia działające jako mięśnie nawracające. Trzeci model odtwarzał działanie mięśni zgodnie z wektorem sił generowanym przez mięśnie przedramienia, będące zgi-

ing parameters: Young's modulus of E=1.93E+11 Pa, Poisson's ratio of v=0.31, plasticity threshold of Rp= 2.1E+8Pa [4]. The resulting FEA model of the LCP plate consisted of 20-node non-linear finite 3D elements (15526 elements) (Fig. 7). The actual curvature of the plate was 16 mm (Fig. 6b). Consequently, the analysis aimed at determining the force which would produce such curvature. An in silico model was prepared for 3 different cases; each case was analysed several times. More precisely, the first model analysed the influence of a force perpendicular to the plate's surface (applied towards the elbow joint), while the second one analysed a force at 45 degrees to the plate's surface applied in a direction similar to the force vector generated by the anterior forearm muscles (acting as pronators). The third model recreated the action of muscles according to a force vector generated by forearm muscles serving as flexors of



Ryc. 7. Model MES płyty LCP przyjęty do analizy Fig. 7. FEA model of LCP plate for analysis



Ryc. 8. a Warunki brzegowe analizy MES modelu płyty LCP (przyjęty kąt działania sił w stosunku do osi płyty 90 stopni). b. Warunki brzegowe analizy MES modelu płyty LCP (przyjęty kąt działania sił w stosunku do osi płyty 45 stopni)
Fig. 8. a. Boundary conditions of FEA analysis of LCP plate model (assumed angle of forces with respect to plate axis is 90 degrees).
b. Boundary conditions of FEA analysis of LCP plate model (assumed angle of forces with respect to plate axis is 45 degrees)

naczami stawu łokciowego i promieniowo - nadgarstkowego przy pełnej supinacji przedramienia. Model ten okazał się niewłaściwy i niemożliwy do wykonania z zastosowaniem użytej metodyki, ze względu na absurdalnie wysokie wartości otrzymywanych sił koniecznych do zagięcia płyty. Na rycinie przedstawiono warunki brzegowe przyjęte do obliczeń w pierwszym i drugim modelu (Ryc.8a,8b). Kilkakrotna analiza pozwoliła na stwierdzenie, że siła prostopadła do osi płyty, przy której występuje ugięcie elementu o ok. 16 mm to 125N (Ryc. 9a). Podobne badanie dla siły działającej pod kątem 45 stopni umożliwiło stwierdzenie, że siła, przy której występuje ugięcie elementu o ok. 16 mm, przy tym kierunku jej działania to 177N (Ryc. 9b). W modelu in silico siły zostały przyłożone jako składowe w kierunkach X oraz Z, o wartościach 125N w każdym z kierunków. Płyta została utwierdzona w pozostałych trzech otworach. Wyniki analizy MES przedstawiono w postaci mapy warstwicowej naprężeń zastępczych dla siły działajacej prostopadle do płytki (Ryc. 10a) i pod katem 45 stopni (Ryc. 10b), według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (HMH) [5].

the elbow and radiocarpal joint in full forearm supination. This model turned out to be incorrect and impossible to implement with the methodology used due to ridiculously high values of the forces necessary to bend the plate. The boundary conditions assumed for the purpose of the calculations in the first and second model are presented in a figure (Fig. 8a, 8b)). Multiple analyses showed that the force at which the element bends by approx. 16 mm, applied perpendicularly to the plate's axis, is 125N (Fig. 9a). A similar study of the force acting at a 45-degree angle allowed for concluding that the value of the force applied in this direction at which the element bends by approx. 16 mm is 177N (Fig. 9b). The forces in the in silico model were applied as components in directions X and Z; the value of the force was 125N in each of these directions. The plate was fixed in the other three holes. The results of the FEA analysis are presented in the form of a contour line map of equivalent stresses for the force perpendicular to (Fig. 10a) and at 45 degrees to the plate (Fig. 10b), according to the Huber-Mises-Hencky hypothesis (HMH) [5].



Rys. 9. a Wyniki obliczeń, przemieszczenia dla płyty rekonstrukcyjnej LCP. LCP (przyjęty kąt działania sił w stosunku do osi płyty 90 stopni). b. Wyniki obliczeń, przemieszczenia dla płyty rekonstrukcyjnej LCP. LCP (przyjęty kąt działania sił w stosunku do osi płyty 45 stopni)

Fig. 9. a. Calculation results: LCP reconstruction plate displacement (assumed angle of forces with respect to plate axis is 90 degrees). b. Calculation results: LCP reconstruction plate displacement (assumed angle of forces with respect to plate axis is 45 degrees)



Rys. 10. a. Wyniki obliczeń, naprężenia HMH dla płyty rekonstrukcyjnej LCP (przyjęty kąt działania sił w stosunku do osi płyty 90 stopni), b. Wyniki obliczeń, naprężenia HMH dla płyty rekonstrukcyjnej LCP (przyjęty kąt działania sił w stosunku do osi płyty 45 stopni)

Fig. 10. a. Calculation results: HMH stress for LCP reconstruction plate (assumed angle of forces with respect to plate axis is 90 degrees). b. Calculation results: HMH stress for LCP reconstruction plate (assumed angle of forces with respect to plate axis is 45 degrees)

DYSKUSJA

Powikłania zrostu występują w chwili obecnej w ok. 10-15% złamań kości długich [6]. W przypadku złamań trzonów kości przedramienia powikłania te występują w co najmniej 5% przypadków [7]. Za najważniejsze czynniki sprzyjające powstaniu zaburzeń zrostu uznaje się rozległą traumatyzację tkanek, kontaminację tkanek głębokich w miejscu złamania florą skórną lub środowiskową, zaburzenia krążenia, schorzenia metaboliczne, w szczególności zaburzenia gospodarki wapniowej, upośledzenie mechanizmów odpornościowych, choroby zakaźne i nowotworowe, chemioterapię, radioterapię, przewlekłą antybiotykoterapię, sterydoterapię, uszkodzenie komórek pnia będących prekursorami komórek linii mezenchymalnej [6,8,9,10,11,12,13,14,15]. Ważnym czynnikiem wpływajacym na zaburzenia zrostu trzonów kości przedramienia jest również niestabilność zespolenia i zaburzenie "ciszy biomechanicznej" w obrębie trzonów kości przedramienia w wyniku działania mięśni nawracających z grupy przedniej mięśni przed-

DISCUSSION

Bone union complications are nowadays found in approx. 10-15% of long bone fracture cases [6]. These complications occur in at least 5% of patients with diaphyseal forearm fractures [7]. The most important factors contributing to fracture non-union are believed to include extensive tissue laceration, deep tissue contamination at the fracture site with cutaneous or environmental flora, impaired blood supply, metabolic diseases, particularly abnormal calcium metabolism, impaired immune responses, infectious and neoplastic diseases, chemotherapy, prolonged antibiotic therapy, steroid therapy, and damage to mesenchymal lineage precursor stem cell [6,8,9,10,11,12, 13,14,15]. Another important factor contributing to non-union in forearm bone shaft fractures is fixation instability and disturbed "biomechanical silence" within the forearm bone shafts resulting from the action of pronators from the anterior forearm muscle group, mainly the pronator teres, pronator quadratus and flexor carpi radialis, the radial part of the flexor

ramienia, głównie mięśnia nawrotnego obłego i nawrotnego czworobocznego oraz mięśni zginacza promieniowego nadgarstka, promieniowej części zginacza powierzchownego palców i promieniowej części zginacza głębokiego palców [16,17,18,19,20,21,22]. Z omawianych czynników sprzyjających zaburzeniu zrostu w tym przypadku, mieliśmy do czynienia poza przebytą sterydoterapią, z obciążeniem przewlekłym nikotynizmem, zaburzeniami gospodarki wapniowej oraz kinezyterapią w zakresie przekraczającym wytrzymałość zespolenia, przy istniejących już pierwotnie, tj. przedoperacyjnie, zaburzeniach prawidłowych stosunków anatomicznych. Samo wprowadzenie kinezyterapii wydawało się konieczne ze względu na zagrożenie dysfunkcją stawu łokciowego, wynikającą z nakładającego się okresu unieruchomienia po pierwszym i drugim zabiegu operacyjnym [23,24].

Optymalne warunki gojenia złamania w obrębie kości przedramienia występują przy pełnym odtworzeniu długości, ustawienia osiowego i rotacji. Istotnymi czynnikami biomechanicznymi zapewniającymi poprawne gojenie złamania są również odpowiednia jego kompresja i właściwe długości płyt zespalających, zapewniające m.in. zrównoważenie sił rotacyjnych. Pozwala to również uzyskać anatomiczne nastawienie stawu promieniowo-łokciowego i dzięki temu możliwość pełnego zakresu ruchów pronacji i supinacji [7,25]. W omawianym przypadku podstawową pierwotną przyczyną uszkodzenia płyt zespalających było zaburzenie zrostu kości. W oparciu o radiogramy i obraz śródoperacyjny można stwierdzić, że śruby przechodzące przez płytę nie uległy przemieszczeniu. Nadmierne naprężenia powstające pomiędzy śrubami położonymi zbyt blisko szczeliny złamania spowodowały mechaniczne uszkodzenie płyt. Przyczyną tego był suboptymalny dobór długości płyt i położenia śrub w stosunku do szczeliny złamania ze względu na istniejące stosunki anatomiczne w obrębie przedramienia. Zastosowanie dłuższych płyt pozwoliłoby na ominięcie otworów znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie szczeliny złamania, a więc zapewniłoby większą elastyczność zespolenia. Ważnym problemem biomechanicznym, który pojawił się i był jedna z przyczyn zaburzeń zrostu była w omawianym przypadku różnica długości kości zaburzająca równoległobok przedramienia [26].

Omawiany chory był osobą o budowie hyperstenicznej, zgodnie z definicją, którą podał w 1938 roku M.V. Černoruckij (Biochimičeskaja charakteristika osnownych konsyitucionnych tipov. Kliničeskaja medicina.) [27,28]. U pacjenta stwierdzano więc m.in. przewagę wymiarów szerokościowych nad podłużnymi, szeroką klatkę piersiową, grube kończyny, a także dłonie i stopy, szeroką miednicę, jak również digitorum superficialis, and the radial part of the flexor digitorum profundus [16,17,18,19,20,21,22]. In our case, the factors contributing to fracture nonunion included a history of steroid therapy, chronic tobacco use, abnormal calcium metabolism, and kinesiotherapy exceeding the resistance of the fixation in a patient with pre-existing, i.e. pre-operative, abnormal anatomy of the region. Kinesiotherapy itself did seem necessary due to the risk of elbow dysfunction caused by accumulating periods of immobilisation after the first and second surgery [23,24].

Optimum conditions of fracture healing within forearm bones occur when the length, axial position and rotation of the bones are fully restored. Important biomechanical factors ensuring normal fracture healing also include appropriate compression of the fracture and a well-adjusted length of the fixation plates to ensure, for instance, a balance of rotational forces. This also results in anatomical reduction of the radioulnar joint and, consequently, a full range of pronation and supination [7,25]. In this case, fixation plate damage was caused primarily by fracture nonunion. The radiographs and intraoperative appearance allow for concluding that the screws penetrating the plate were not displaced. Excessive tension between the screws inserted too close to the fracture line resulted in mechanical damage to the plates. This was caused by suboptimal selection of both the length of the plates and the location of the screws with respect to the fracture line due to forearm anatomical relations. The use of longer plates would have allowed for avoiding contact with holes in the immediate vicinity of the fracture line, resulting in a more flexible fracture fixation. A significant biomechanical problem that was also a cause of the fracture non-union was a discrepancy of bone length, which disturbed the forearm parallelogram [26].

Our patient had a hypersthenic body build as per the definition formulated by M.V. Černoruckij in 1938 (Biokhimicheskaya kharakteristika osnovnykh konstitutsionnykh tipov. Klinicheskaya medicina) [27, 28]. Consequently, the patient was characterised, for instance, by a dominance of transverse over longitudinal dimensions, a wide chest, thick limbs, hands and feet, a wide pelvis, a tendency towards elevated blood pressure and decreased metabolism, with assimilation dominating over dissimilation. The resistance of the plate to axial bending turned out to be insufficient in a hypersthenic patient who had practised combat sports and suffered from fracture nonunion resulting from abnormal calcium and phosphate metabolism. Excessive forces applied to the LCP plate caused its deformation. The numerical analysis presented in the paper (Fig. 9a, 9b, 10a, 10b) shows that

tendencję do podwyższonego ciśnienia, zwolnioną przemianę materii, z przewagą procesów asymilacyjnych nad dysymilacyjnymi. U osoby o budowie hyperstenicznej, wcześniej uprawiającej sporty walki, wytrzymałość płyty na zagięcia osi okazała się niewystarczająca, przy istniejących zaburzeniach zrostu kości, wynikających z zaburzeń gospodarki wapniowo - fosforanowej. Wskutek zaistnienia zbyt dużego oddziaływania ukierunkowanych sił doszło do plastycznego odkształcenia płyty LCP. Na podstawie przedstawionej analizy numerycznej (Ryc. 9a, 9b, 10a, 10b) uplastycznienie materiału płyty rekonstrukcvinej LCP wystapiło w jej środkowej cześci przy naprężeniu w przybliżeniu równym 210 MPa, co jest wartościa granicy plastyczności dla zastosowanej w modelu stali nierdzewnej. Naprężenie to zostało uzyskane w wyniku działania trzech sil skupionych, przyłożonych w otworach dla śrub blokowanych, o wartości ok. 177 N, pod kątem 45 stopni do płaszczyzny płyty (płaszczyzna czołowa przy pozycji anatomicznej, z wektorem siły skierowanym dołokciowo).

Próba analizy w programie ANSYS Workbench® 14.5 z zastosowaniem modelu z wektorami sił zgodnymi z wektorami sił mięśni grupy przedniej przedramienia, w pełnej supinacji okazała się niemożliwa, ze względu na absurdalnie wysokie wartości otrzymywanych sił koniecznych do zagięcia płyty. Na model działał złożony, dwuetapowy przebieg obciążeń. W pierwszej fazie obejmował on obciążenie siłą ściskającą o wartości ok. 2000 N. W drugiej fazie model był obciążony momentem gnącym. Wskazuje to na ograniczoność stosowanej metody i konieczność stosowania modeli uproszczonych oraz rozważenie użycia zupełnie innej metodologii badawczej [29].

Ważnym elementem niedoskonałości metody jest również nakładanie się w warunkach klinicznych, w nieznanych do siebie proporcjach, warunków działania sił jakie występują we wszystkich trzech modelach oraz w modelach będących pośrednimi pomiędzy obliczanymi w tej pracy. W rzeczywistości modeli tych jest nieskończenie wiele i odpowiadają one poszczególnym wartościom kątów pozycji pośrednich pomiędzy pełną pronacją i supinacją przedramienia oraz pełnym zgięciem i wyprostem przedramienia. Bardzo dokładne analizy musiałyby również uwzględnić różne działanie sił przy różnym ustawieniu poszczególnych stawów, szczególnie sąsiednich łańcucha stawowego kończyny górnej. Celem pełnej analizy koniecznym byłoby również uwzględnienie w modelu szynowania kości promieniowej i łokciowej przez mięśnie grupy przedniej, tylnej i promieniowej przedramienia, co czyniłoby model bardzo złożonym. W dokładnej analizie konieczne jest rówthe LCP reconstruction plate softened in its central part at a stress of approximately 210 MPa, which is the plasticity threshold for stainless steel, which used in the model. The stress resulted from the impact of three concentrated forces of approx. 177 N applied to the holes for locked screws at a 45-degree angle to the plate's surface (frontal plane in an anatomical position with an anconal force vector).

An attempted analysis using the ANSYS Workbench® 14.5 software with a model utilising force vectors matching the force vectors generated by the anterior forearm muscles in full supination failed due to ridiculously high values of the forces necessary to bend the plate. The model was subjected to a complex, two-phase arrangement of loads. The first phase comprised the application of a compressive force of approx. 2000 N. In the second phase the model was loaded with a bending moment. This suggests the presence of limitations to the method and shows the necessity of using simplified models as well as considering entirely different research methods [29].

The method is also imperfect as, in the clinical setting, there is an overlapping (in unknown proportions) of the conditions for the application of the forces applied in all three models and in intermediate models falling in between the ones calculated for the purposes of our study. In fact, there are infinite numbers of such models as they reflect individual values of angles of positions from full forearm pronation to full supination as well as from full forearm flexion to full extension. Very precise analyses would also need to account for various effects of the forces in various positions of individual joints, particularly those found adjacent to one another in the upper limb joint chain. In order to conduct a full analysis, the model would also need to take into consideration radial and ulnar bone splinting through the anterior, posterior and radial forearm muscles; the model would then become very complex. Such a full analysis would also need to account for all screws and the way the plate holes were filled with the screws. Our method is thus intentionally simplified, but fast, and can be used by doctors in clinical case analyses, not being limited to complex scientific studies utilising the newest computer designs. With computer performance improving rapidly, a significantly more thorough analysis will probably be possible in the near future [5]. The authors believe that the development of a complete model will be possible only with the use of quantum computing, which is currently under development [30].

nież uwzględnienie wszystkich śrub i wypełnienia przez nie otworów w płycie. Metoda nasza jest więc metodyką świadomie uproszczoną, ale przez to szybką do wykonania i możliwą do użycia przez lekarza w klinicznej analizie przypadku, a nie tylko w złożonych badaniach naukowych używających najnowszych modeli komputerów. W związku z szybko rozwijającą się mocą obliczeniową komputerów, dużo dokładniejsza analiza będzie zapewne możliwa w najbliższej przyszłości [5]. Stworzenie pełnego modelu wydaje się autorom możliwe dopiero przy zastosowaniu rozwijanych obecne komputerów kwantowych [30].

PODSUMOWANIE

Podsumowując, uważamy że omawiany przypadek potwierdza ograniczenia w stosowaniu płyt rekonstrukcyjnych LCP u osób ze znacznie rozwiniętą muskulaturą ciała, nawet w przypadku restabilizacji, gdy koniecznym wydaje się dokładne dopasowanie płyty do osi kości. Możliwym, ale jak widać w opisywanym przypadku niepewnym sposobem uniknięcia powikłań, jest stosowanie ortezy najpierw blokującej, a następnie ograniczającej ruchy nawracania w okresie doleczania złamania.

CONCLUSIONS

To sum up, we believe that the case described in this paper confirms the limitations to the use of LCP reconstruction plates in patients with well-developed musculature, even in the case of repeat fixation, when good adjustment of the plate well to the axis of the bone appears necessary. It is possible to use an orthosis, first a locking one and then one that limits pronation during further treatment of a partially healed fracture, but, as this case shows, it is not a fully reliable method of preventing complications.

PIŚMIENNICTWO / REFERENCES

- 1. Köse A, Aydın A, Ezirmik N, Can CE, Topal M, Tipi T. Alternative treatment of forearm double fractures: new design intramedullary nail. Arch Orthop Trauma Surg 2014; 134(10): 1387-96.
- Schulte LM, Meals CG, Neviaser RJ. Management of adult diaphyseal both-bone forearm fractures. J Am Acad Orthop Surg 2014; 22(7): 437-46.
- 3. ANSYS Inc., Release 14.5 Documentation for ANSYS, 2012.
- 4. Ashby MF, Jones; DR. H. Engineering Materials 2. 3rd ed. Oxford (UK): Elsevier Ltd; 2013.
- 5. Lorkowski J, Mrzygłód MW, Grzegorowska O, Kotela I. An in Silico Analysis of Ankle Joint Loads in Secondary Ankle Osteoarthritis. Case Study, Ortop Traumatol Rehabil 2015; 17(3): 305-15.
- 6. Szczęsny G, Olszewski WL, Zagozda M, et al. Genetic factors responsible for long bone fractures non-union. Arch Orthop Trauma Surg 2011; 131(2): 275-81.
- 7. Jayakumar P, Jupiter JB. Non-union in forearm fractures. Acta Chir Orthop Traumatol Cech 2014; 81(1): 22-32.
- 8. Calori GM, Colombo M, Mazza EL, et al. Validation of the Non-Union Scoring System in 300 long bone non-unions. Injury 2014; 45(Suppl 6): 93-7.
- 9. Carlier A, Lammens J, Van Oosterwyck H, Geris L. Computational modeling of bone fracture non-unions: four clinically relevant case studies. In Silico Cell Tissue Sci 2015; 2: 1.
- 10. Corrigan RA, Miller A, McNally MA, Javaid MK. Treatment of fracture non-union in a young adult with combination anabolic and anti-resorptive bone therapy. Rheumatology (Oxford) 2013; 52(6): 1147-9.
- Curtis KM, Aenlle KK, Frisch RN, Howard GA. TAp63γ and ΔNp63β promote osteoblastic differentiation of human mesenchymal stem cells: regulation by vitamin D3 Metabolites. PLoS One 2015; 10(4): e0123642.
- 12. Khan MS, Rashid H, Umer M, Qadir I, Hafeez K, Iqbal A. Salvage of infected non-union of the tibia with an Ilizarov ring fixator. J Orthop Surg 2015; 23(1): 52-5.
- 13. Lovati AB, Romanò CL, Bottagisio M, et al. Modeling Staphylococcus epidermidis-Induced Non-Unions: Subclinical and Clinical Evidence in Rats. PLoS One 2016; 11(1): e0147447.
- 14. Minkwitz S, Faßbender M, Kronbach Z, Wildemann B. Longitudinal analysis of osteogenic and angiogenic signaling factors in healing models mimicking atrophic and hypertrophic non-unions in rats. PLoS One 2015; 10(4): e0124217.
- 15. Panteli M, Pountos I, Jones E, Giannoudis PV. Biological and molecular profile of fracture non-union tissue: current insights. J Cell Mol Med 2015; 19(4): 685-713.
- 16. Feeney MS, Wentorf F, Putnam MD. Simulation of altered excursion of the pronator quadratus. J Wrist Surg 2014; 3(3): 198-202.
- 17. Grimsrud C, Siebler J. Small fragment locking plate as provisional internal fixation in severe open both-bone forearm fractures. J Hand Surg Am 2014; 39(8): 1615-9.
- Ibáñez-Gimeno P, Galtés I, Jordana X, Malgosa A, Manyosa J. Biomechanics of forearm rotation: force and efficiency of pronator teres. PLoS One 2014; 9(2): e90319.

- 19. Ibáñez-Gimeno P, Jordana X, Manyosa J, Malgosa A, Galtés I.3D analysis of the forearm rotational efficiency variation in humans. Anat Rec (Hoboken) 2012; 295(7): 1092-100.
- 20. Jayakumar P, Jupiter JB. Reconstruction of malunited diaphyseal fractures of the forearm. Hand (N Y) 2014; 9(3): 265-73.
- 21. Kloen P, Wiggers JK, Buijze GA. Treatment of diaphyseal non-unions of the ulna and radius. Arch Orthop Trauma Surg 2010; 130(12): 1439-45.
- 22. Piotrowski M, Pankowski R, Łuczkiewicz P, Samson L, Łabuć A. Possible causes of failure in treatment of forearm bone shaft fractures - own experience. Ortop Traumatol Rehabil 2009; 11(2); 127-37.
- 23. Schwartz DA. Static progressive orthoses for the upper extremity: a comprehensive literature review. Hand 2012; 7(1): 10-7.
- 24. Veltman ES, Doornberg JN, Evgendaal D, van den Bekerom MP. Static progressive versus dynamic splinting for posttraumatic elbow stiffness: a systematic review of 232 patients. Arch Orthop Trauma Surg 2015; 135(5): 613-7.
- 25. Stern PJ, Drury WJ. Complications of plate fixation of forearm fractures. Clin Orthop Relat Res 1983; 175: 25-9.
- 26. Tylman D, Dziak A. Traumatologia narządu ruchu. Tom 2. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL; 1996.
- 27. Bałtina TW, Gierasimowa EB, Zwiezdoćkina NW, Karimow FK, Jafarowa GG. Prakticieskije raboty po kursu biologija ciełowieka. Kazań: Kazanskij Priwołżanskij Fedieralnyj Uniwiersitiet; 2013.
- 28. Gierasiewicz AH. Sportiwnaja medicina. Briest: BrGU A.S. Puszkina; 2013.
- 29. Kuczek T. Application of manufacturing constraints to structural optimization of thin walled structures, Engineering Optimization 2016; 48(2): 351-60.
- 30. https://uwaterloo.ca/institute-for-quantum-computing/quantum-computing-101 [cited 2016.05.05]

Liczba słów/Word count: 5076	Tabele/Tables: 0	Ryciny/Figures: 10	Piśmiennictwo/R	eferences: 30
Adres do korespondencji / Address for Dr med. Jacek Lorkowski	r correspondence			
Klinika Ortopedii i Traumatologii CSI	K MSW 1 606 452 887 a mail: jacak lov	kowski@amail.com	Otrzymano / Received Zaakcentowano / Accented	27.07.2016 r.

ul. Wołoska 137, 02-507 Warszawa, tel. 606 452 887, e-mail: jacek.lorkowski@gmail.com